

Estudio Histológico de Prótesis Arteriales con Dacron y Teflon

por MARÍA O. CONFORTI DE MERCURI, JORGE F. E. VASENA,
RODOLFO FRANCO y JORGE MÉRCURI

Los trabajos de Alexis Carrel³ en 1907 sobre injertos arteriales dieron impulso a la naciente cirugía vascular; utilizó no solamente segmentos de vasos frescos o conservados sino también prótesis de diferentes materiales. Sin embargo hasta los comienzos de la última guerra mundial se avanzó poco en este campo. Las lesiones vasculares producidas durante las acciones bélicas obligaron a encarar su reparación; la investigación se dirigió entonces a la búsqueda de técnicas más efectivas.

Alrededor de 1950 comienzan a emplearse como prótesis, tubos de elementos "plásticos". Numerosos materiales fueron utilizados por diversos autores. Hufnagel^{7, 19} y Donovan⁸ ensayaron primero la "lucite" y posteriormente el "polietileno"; Harrison¹³, McCaughan¹⁵ y Anderson¹ emplearon el "ivalon" y el "vinyon N". Pero todos ellos fueron dejados de lado por sus inconvenientes y sobre todo por la aparición de otros plásticos más adaptables y mejor tolerados como el "Dacron" utilizado por Edwards y Tapp^{9, 10}, Dale⁴, y De Bakey^{5, 6}.

Posteriormente aparecieron el Teflon^{2, 16, 20} y el Dacron-Teflon. Se procuraba obtener substitutos artificiales cada vez más adecuados a las necesidades biológicas y con menores inconvenientes en cuanto a su acción como cuerpos extraños en el huésped.

Pese a ser numerosos los trabajos que se ocupan sobre el tema, son pocos sin embargo los que estudian desde el punto de vista histológico las reacciones tisulares que las prótesis plásticas producen en el organismo, así como su evolución posterior con respecto a los mecanismos biológicos defensivos del huésped.

Con el objeto de analizar estas modificaciones hemos encarado el presente estudio.

MATERIAL Y MÉTODOS.

Se utilizaron 6 perros mestizos adultos, los que fueron anestesiados con embutal al 3 % en dosis de 35 mg por kg de peso, administrado por vía intraperitoneal. Por una laparotomía mediana se abordó la aorta abdominal, resecándose un trozo de la misma por debajo de las arterias renales y reemplazándolo en 4 casos con una prótesis de Dacron y en 2 con una de Teflon; la sutura de los extremos se efectuó en forma terminoterminal con seda Deknatel 6-0 y aguja atraumática. La longitud del plástico empleado fue de aproximadamente 4 cm y la interrupción de la circulación osciló entre 16 y 35 minutos. Los animales fueron sacrificados a los 10 días, 6, 12 y 24 meses de la intervención quirúrgica en los casos en que se usó una prótesis de Dacron, y a los 6 y 12 meses en los que se recurrió al Teflon.



FIG. 1. — Sector de un corte transversal a nivel de la prótesis: 1) tejido conectivo periférico, 2) fibras de Dacron (coloración hemalumbre-eosina, objetivo 40 X, ocular 7 X, filtro verde).

En la necropsia se realizó la observación macroscópica de la prótesis y de las zonas vecinas a la misma; luego se la extirpó junto con las porciones adyacentes de la aorta hasta una distancia de 2 cm.

La prótesis y la aorta fueron seccionadas y preparadas para realizar coloraciones con hemalumbreeosina y orceína según las técnicas clásicas, procediendo luego a observarlas y fotografiarlas con un microscopio binocular Zeiss con luz directa y con contraste de fase.

RESULTADOS.

OBS. 1. — (Prótesis de Dacron con 10 días de implantación.)

En la zona que rodeaba a la prótesis existía una intensa reacción inflamatoria. Al seccionarla se comprobó que la prótesis estaba impregnada con

sangre, presentando fuera de ella un tejido blando y hemorrágico. Los cortes con el micrófono fueron difíciles de efectuar por la resistencia del plástico, y no se pudieron obtener espesores menores de 30 micrones.

El estudio microscópico permitió observar las fibras plásticas del injerto incoloras o ligeramente impregnadas por la hematoxilina, reunidas en haces cortados en distintos ángulos de acuerdo con el trenzado del tejido, con abundantes hematíes entre ellos y presentando, por fuera, un tejido conectivo edematoso con marcada congestión, focos hemorrágicos e infiltrados leucocitarios (fig. 1).

Obs. 2. — (Prótesis de Dacron con 6 meses de implantación.)

El aspecto macroscópico de la zona operatoria fue semejante al del caso anterior, aunque aquí el tejido circundante reaccional apareció mejor delimitado formando como un manguito fusiforme alrededor de la prótesis y de los extremos vecinos de la aorta.

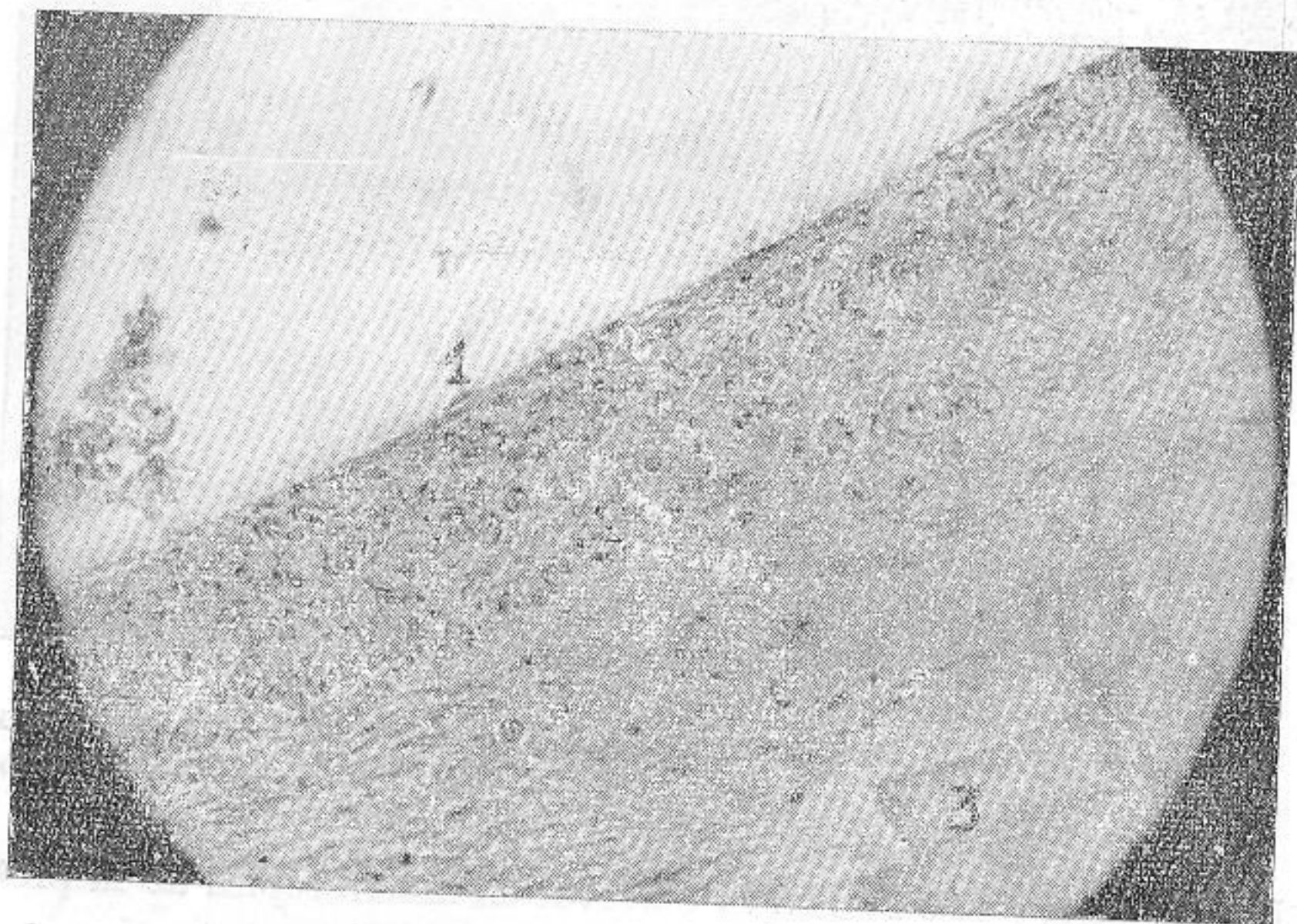


FIG. 2. — Sector de la zona interna: 1) núcleos de células endoteliales, 2) tejido conectivo, 3) fibras plásticas de la zona media (coloración hemalum-bre-eosina, objetivo 40 X, ocular 7 X, filtro verde).

Microscópicamente había una diferencia, pues se pudieron observar 3 zonas bien netas: a) una interna que correspondía a un tejido conectivo denso con sus fibras dispuestas en forma paralela y concéntrica alrededor de la luz, que presentaba además un revestimiento continuo de aspecto endotelial, b) una zona media que correspondía a las fibras del plástico con igual apariencia que en el caso 1, aunque con menor cantidad de hematíes entre ellas, y c) una zona externa formada por tejido conectivo también denso

con fibras concéntricas. En la capa media, algunas de las fibras de la periferia estaban aisladas del resto de la trama y englobadas parcial o totalmente por el tejido conectivo.

En la aorta no se observaron alteraciones, salvo un engrosamiento de la adventicia especialmente en la proximidad de las suturas (figs. 2 y 3).

Obs. 3. — (Prótesis de Dacron con 12 meses de implantación.)

Se comprobó en este caso que el calibre de la prótesis había disminuido en 1 mm., debido a la proliferación de tejido conectivo por dentro de las fibras del plástico; por fuera de ellas se observó un tejido fibroso que formaba, como en los casos anteriores, un revestimiento fusiforme.

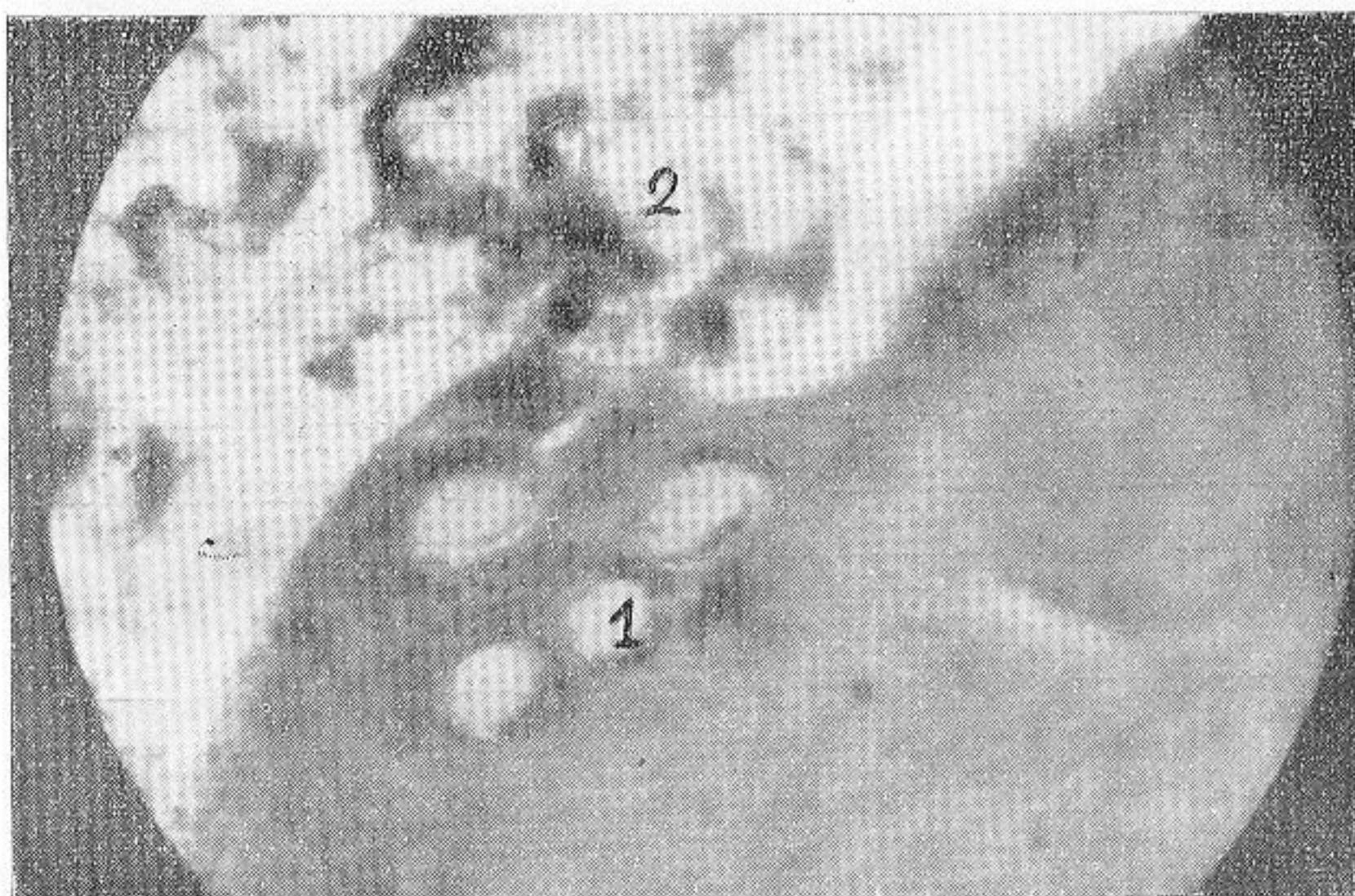


FIG. 3. — Sector de la parte externa de la zona media: 1) fibras totalmente englobadas por el tejido conectivo, 2) fibras parcialmente rodeadas (coloración hemalumbre-eosina, objetivo 40 \times , ocular 7 \times , filtro verde).

Los cortes se hicieron en este caso con mayor facilidad lográndose espesores de 15 micrones, lo que permitió suponer una disminución de la consistencia del plástico.

La observación microscópica comprobó la existencia de 3 zonas semejantes a las del caso anterior: la interna, fibrosa y con un revestimiento continuo con aspecto endotelial, la media formada por el tejido plástico y la externa nuevamente de tejido fibroso.

Llamó la atención la mayor impregnación de las fibras del tejido plástico por los colorantes, pues se presentaban casi totalmente azules con la hemalumbre-eosina, y rojas con las coloreadas con orceína, hecho que no se observaba en las prótesis con menor tiempo de implantación (fig. 4).

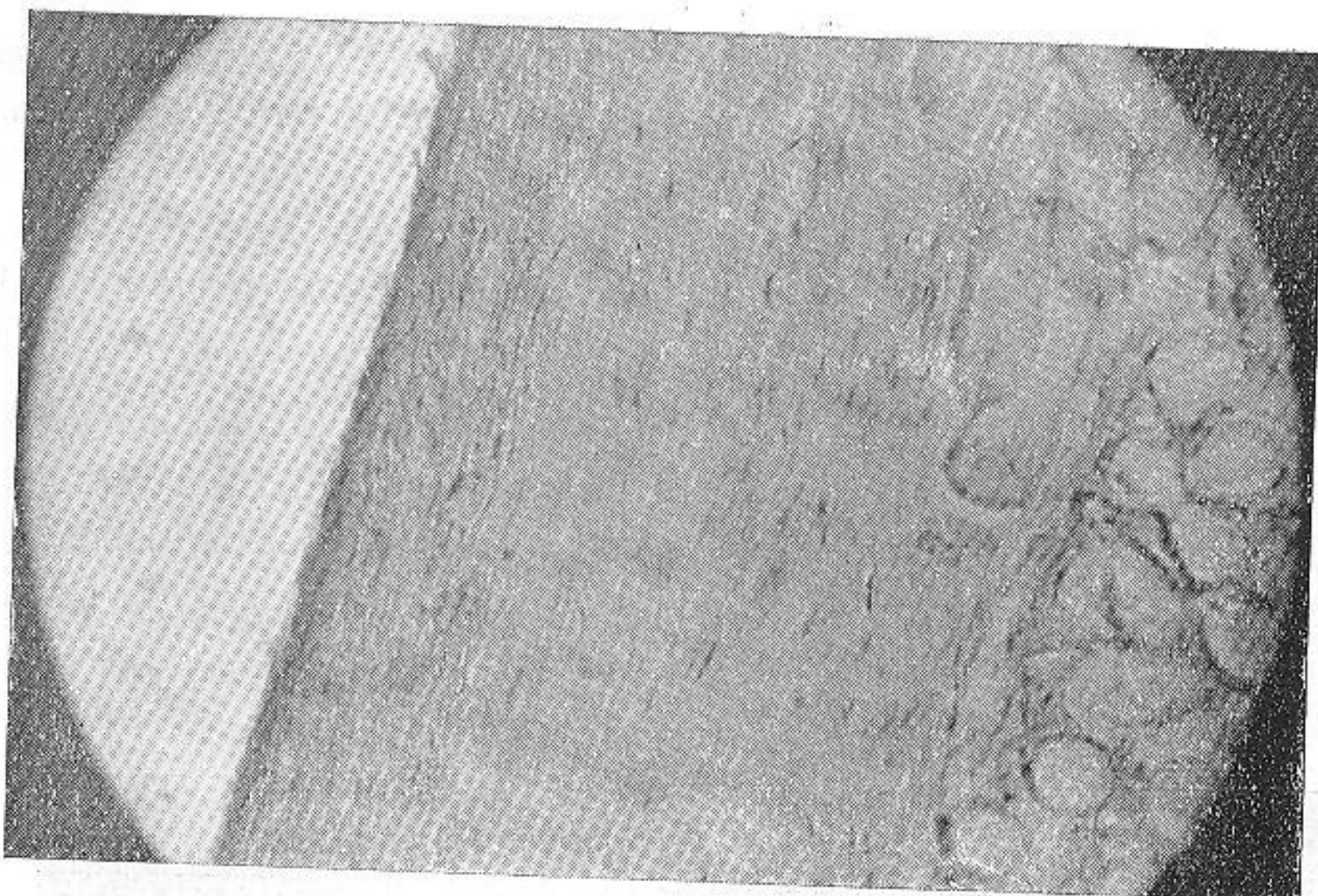


FIG. 4. — Sector de la zona interna mostrando: 1) tejido fibroso de mayor espesor que en la figura 3, 2) fibras de Dacron (coloración con hemalum-bre-eosina, objetivo 40 \times , ocular 7 \times , filtro verde).

OBS. 4. — (Prótesis de Dacron con 24 meses de implantación).

La prótesis mostró un aspecto semejante al de los casos anteriores; su diámetro interno estaba también disminuido en 1 mm.

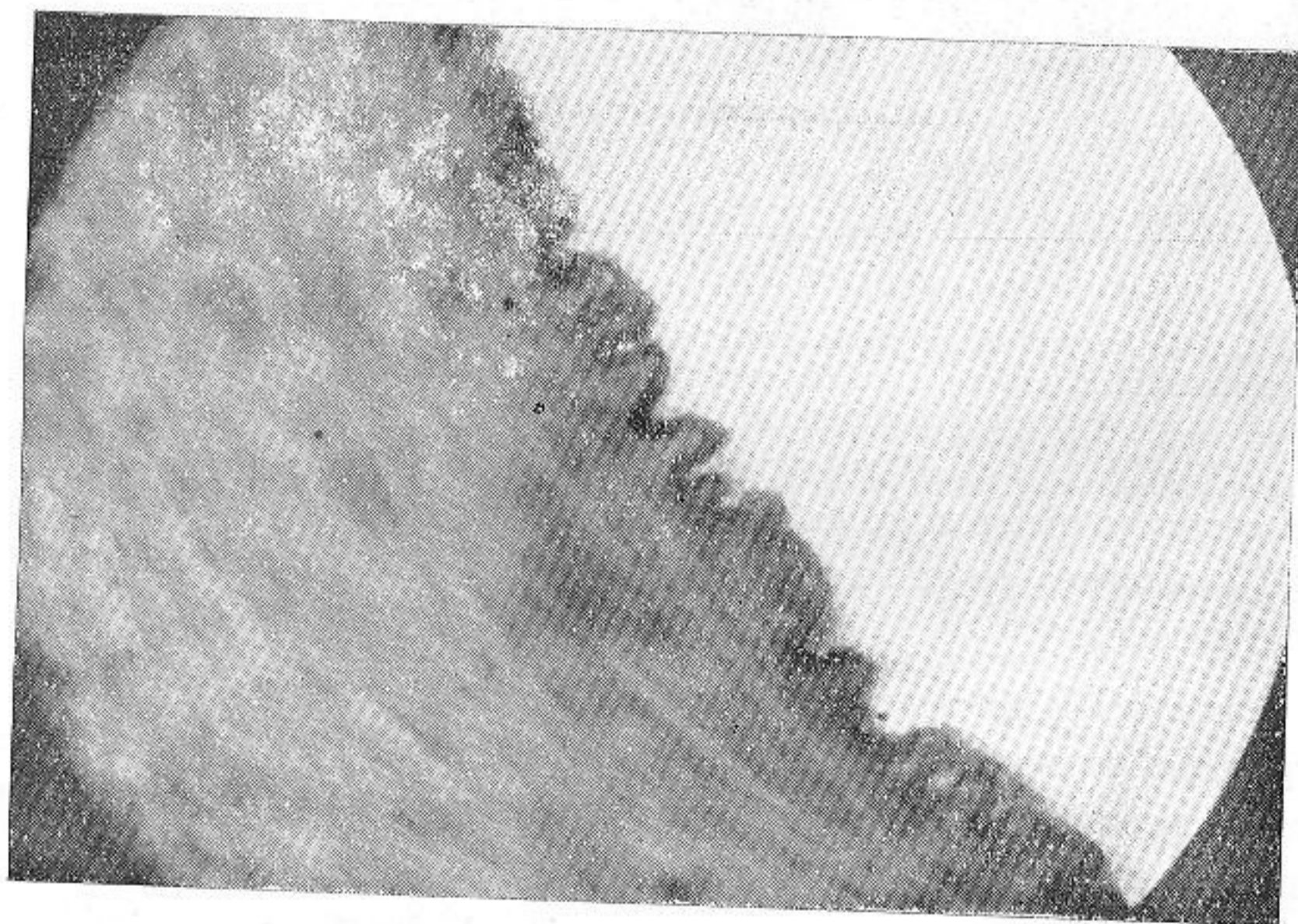


FIG. 5. — Zona interna de la prótesis mostrando: 1) fibra elástica, 2) conectivo fibroso (coloración hemalum-bre-eosina, objetivo 40 \times , ocular 7 \times).

Microscópicamente se observaron varios hechos de interés. En primer lugar se mantenían las 3 zonas ya mencionadas, siendo la interna algo más ancha que las otras. La luz del vaso presentaba un revestimiento de aspecto endotelial; por debajo de él, en ciertas zonas, existían elementos con caracteres elásticos. Las fibras del tejido protésico tenían un aspecto muy irregular; estaban totalmente coloreadas y muy disgregadas y separadas por haces conectivos (figs. 5, 6 y 7).



FIG. 6. — La misma zona que en la figura 5 observada sin coloración y con contraste de fase (objetivo 40 \times , ocular 7 \times).

OBS. 5. — (Prótesis de Teflon con 6 meses de implantación).

La observación macroscópica demostró una marcada reacción inflamatoria con adherencias al peritoneo posterior y a los órganos vecinos. Realizada la extirpación y efectuando cortes transversales, se observó que la prótesis tenía, como en los casos anteriores, una pared formada por 3 estratos: uno medio que correspondía al tejido plástico y otros dos, interno y externo, de tejido conectivo. Microscópicamente estos preparados presentaron características semejantes a los de las prótesis con Dacron de igual tiempo de implantación. El único hecho que merece destacarse es que en la capa externa así como en la adventicia de los segmentos vecinos de la aorta, la congestión, el edema y los infiltrados linfocitarios eran más intensos.

OBS. 6. — (Prótesis de Teflon con 12 meses de implantación.)

El dato de mayor interés a la observación macroscópica era la disminución del calibre de la luz de 1,5 mm.

La observación microscópica mostró las 3 zonas ya descritas: la interna formada por tejido conectivo con un revestimiento continuo de aspecto

endotelial, la zona media con las fibras plásticas no coloreadas y separadas por delgados haces conectivos, y por último la capa externa con abundantes infiltrados linfocitarios y vasos de neoformación.

DISCUSIÓN.

El estudio histológico de las reacciones producidas por el tejido de Dacron y de Teflon muestra algunos hechos similares: 1) la invasión del plástico por el tejido conectivo, el cual prolifera y crece siguiendo la fibras de la prótesis a las que toma como guía. En su fase inicial, dicho tejido rodea a la prótesis únicamente por fuera, pero luego la infiltra y le forma una cubierta interna que reemplaza así a la fibrina y a los elementos sanguíneos que, en el primer momento, la habían embebido y tapizado. Este crecimiento continúa con el tiempo, determinando una disminución de la luz del conducto que, en nuestros casos, al término de 12 meses, fue aproximadamente

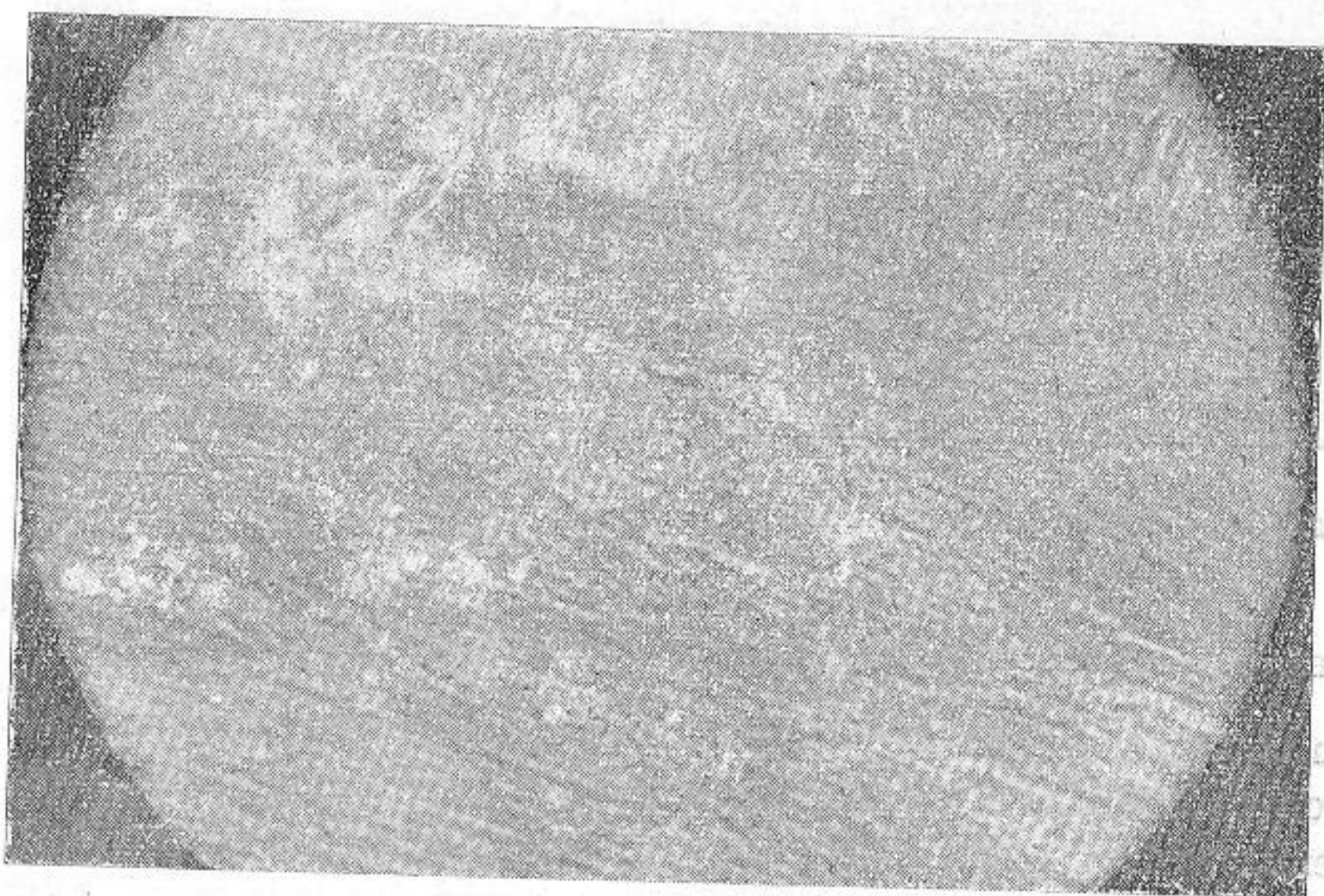


FIG. 7. — Zona externa de la prótesis mostrando: 1) fibras plásticas, 2) haces de fibras colágenas disgregando las fibras (sin coloración y con contraste de fase, objetivo 40 X, ocular 7 X).

de 1/5 del calibre inicial; luego se mantiene con ligeras variantes en las prótesis con mayor tiempo de implantación. En general todas las observaciones sobre este tema tienden a coincidir en que la obliteración del vaso puede ser muy marcada^{7, 10}, por lo que se ha aconsejado no usar prótesis por debajo de las arterias ilíacas pues en vasos pequeños la obstrucción sería casi total. Es importante tener en cuenta a este respecto, que los resultados en seres humanos corresponden a casos con lesiones arteriales, en los cuales las reacciones tisulares pueden ser distintas a las que presentan los individuos sanos.

El tejido conectivo de la capa interna crece también hacia la periferia ocasionando el desplazamiento de las fibras plásticas, las que además tienden a disgregarse por la infiltración de los elementos conectivos. El proceso se vería facilitado por las modificaciones estructurales que se observan en las fibras; a medida que pasa el tiempo, éstas son más blandas al corte con micrófono, presentan mayores irregularidades y se impregnan más con los colorantes debido a modificaciones químicas del plástico. No hemos encontrado mención de este hecho en la bibliografía consultada en lo que se refiere al Dacron y Teflon. Algunos autores han observado la reabsorción precoz de otros materiales como el ivalon^{1, 11, 15, 16}, lo que evidencia cambios en su estructura: éste es uno de los motivos por lo que ha sido prácticamente desechado. 2) Después de los 6 meses de colocada la prótesis (Dacron o Teflon) tiene un revestimiento celular continuo de aspecto endotelial. El origen del mismo podría corresponder a una proliferación del endotelio de los extremos distal y proximal de la aorta del huésped, como también a una adaptación de las células conectivas del revestimiento interno. O'Neill¹⁷, empleando métodos de coloración a base de sales de plata que impregnan los espacios intercelulares del endotelio, observó el desarrollo de la capa endotelial a partir de los extremos vasculares del huésped, a razón de 1 cm por mes. Este proceso sería comparable al que se observa en las heridas cutáneas o mucosas en las cuales el revestimiento epitelial de los bordes prolifera cubriendo poco a poco la superficie cruenta; se producen además migraciones celulares hacia la parte central donde proliferan y forman islotes que luego se unen con el tejido que avanza desde las zonas periféricas.

En cambio, la posible adaptación a la función endotelial del tejido conectivo proliferado por dentro de la prótesis, no está claramente demostrada. De todos modos podría admitirse, ya que sería semejante a lo que ocurre en algunas cavernas tuberculosas, en las que la superficie lisa y pulida no corresponde a un revestimiento endotelial sino al aplanamiento del tejido conectivo, producto de la presión uniforme del aire sobre la pared cavitaria. En las prótesis arteriales podría ocurrir algo semejante por la acción de la presión intravascular. 3) Después de 24 meses de implantación aparecen en la prótesis por debajo del endotelio, algunos elementos de tipo elástico; tampoco hemos encontrado referencias sobre este hecho. La proliferación de fibras elásticas (en cualquier caso de neoformación de tejido conectivo) es todavía discutida y la mayoría de los autores la considera improbable. Sin embargo algunas observaciones parecieran afirmarlo. Tal es el caso de los trombos organizados y recanalizados, en los que se ve la formación de endotelio y fibras elásticas y musculares alrededor de la luz del neovaso¹⁸. Igualmente nosotros hemos observado fibras elásticas en la íntima de arterias de pequeño calibre, con punto de partida en la adventicia que rodea a la prótesis y Ham¹² encuentra el mismo hecho al reparar arterias con precipitaciones cálcicas producidas experimentalmente.

En las prótesis de Teflon las reacciones histológicas son muy semejantes a las que aparecen en las de Dacron. La única diferencia reside en que las manifestaciones inflamatorias cuando se emplea Teflon, son más intensas y persistentes.

RESUMEN.

Se estudian las reacciones histológicas aparecidas en 6 perros en los que se extirpó un segmento de entre los 10 días y 24 meses del momento de la implantación. Se observa una proliferación del tejido conectivo que forma a la prótesis un tapiz interno y otro externo. El interno prolifera, disminuye progresivamente la luz del conducto y desplaza a las fibras plásticas hacia la periferia. En esta capa, a los 24 meses de la implantación, se observan fibras elásticas por debajo del endotelio y modificaciones estructurales del tejido plástico.

En los casos en que se usó Teflon, las reacciones inflamatorias fueron más intensas y prolongadas *.

BIBLIOGRAFIA

1. Andersen M. y Senning A.: *A study of reinforced ivalon as prosthetic material for arterial replacement*. A. M. A. Arch. Surg., 79:542, 1959.
2. Bradham R. y Nunn E.: *Autogenous vein grafts and teflon grafts as small vessels prostheses*. A.M.A. Arch. Surg., 81:136, 1960.
3. Carrel A.: Citado por Pick J.: *Cirugía reparadora*. Salvat Ed. Bs. Aires, 1955.
4. Dale W. y Niguidula F.: *Study of elasticized dacron as arterial prosthesis*. A.M.A. Arch. Surg., 78:246, 1959.
5. De Bakey M., Cooley D., Crawford E. y Morris G.: *Clinical application of a new flexible knitted dacron substitute*. An. Surgery, 24:862, 1958.
6. De Bakey M., Cooley D. y Creech C.: *Surgery of the aorta*. Clinical Symposia, 8, N° 2, 1956.
7. Deterling R.: *Experience with permanent bypass grafts in treatment of occlusive arterial disease*. A.M.A. Arch. Surg., 76:247, 1958.
8. Donovan T.: *Empleo de tubos plásticos en la cirugía reparadora de heridas arteriales de guerra con y sin administración intraarterial de heparina*. An. Cirug., 8:2124, 1949.
9. Edwards W.: *Progress in synthetic graft development*. Surgery, 45:298, 1959.
10. Edwards W. y Tapp S. A.: *A flexible aortic bifurcation graft of chemically treated nylon*. Surgery, 41:723, 1957.
11. Fitch E., Denman F. y Waldron G.: *The obituary of ivalon arterial grafts*. A.M.A. Arch. Surg., 81:824, 1960.
12. Ham A. W.: *Tratado de histología*. Interamericana Ed., Méjico, 1958.
13. Harrison J.: *Ivalon sponge (polivinil alcohol) as a blood vessel substitute (failure in experimental animals)*. Surgery, 41:729, 1957.

*El trabajo, que ahora reeditamos, publicóse primeramente en la *Revista Argentina de Cirugía*, vol. 4, número 6, correspondiente a junio de 1962.

14. Johnson J., Easling H. y Nemir P.: *The use of bovine heterografts as arterial replacements*. A. M. A. Arch. Surg., 80: 586, 1960.
15. McCaughan J.: *The experimental use of ivalon arterial grafts*. Surgery, 42:717, 1957.
16. Merendino K., Girven G. y Thomas G.: *The clinical use of teflon tubes as a vascular substitute for major arteries*. Surgery, 43:459, 1958.
17. O'Neill J.: *The effects on venous endothelium of alterations in blood flow through the vessels in vein walls and the possible relation to thrombosis*. Am. J. Surg., 26:270, 1947.
18. Ribbert H. y Sternberg G.: *Tratado de patología general y anatomía patológica*. Labor Ed., Bs. Aires, 1939, pág. 106.
19. Shumacker H., Kajikuri H., Grill P., Rodríguez R., Riberi A., Moore T. y Siderys H.: *Comparative experimental study of aortic grafts*. Surgery, 41:943, 1957.
20. Velasco N.: *Aneurisma de la aorta abdominal. Plástico de teflon*. Bol. Soc. Cirug. Bs. Aires, 43:850, 1959.